



ПРЕДОПЕРАЦИОННОЕ ПЛАНИРОВАНИЕ НАКОСТНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА ДЛИННЫХ ТРУБЧАТЫХ КОСТЕЙ

Самарский государственный медицинский университет, г. Самара,
Российская Федерация

Цель. Сравнить форму и размеры контралатеральных плечевых костей человека на основе программы «Автоплан» для обоснования возможности использования здоровой кости в предоперационном планировании накостного остеосинтеза поврежденной кости (на примере плечевой кости).

Материал и методы. 20 пациентам выполнены компьютерные томографии грудной клетки, плечевого пояса, верхних конечностей. Двумерные изображения отдельных слоев томограммы плечевых костей конвертировали в трехмерные модели плечевых костей STL-формата, который используется для трехмерной печати во всех 3D-принтерах. Для наложения зеркальной левой плечевой кости на правую проводилась предварительная регистрация по как минимум по 4 ключевым точкам. Было проведено сравнение контралатеральных плечевых костей одного индивида по данным компьютерных томограмм 20 человек. Для сравнения были выбраны основные анатомические ориентиры плечевых костей и расстояние между смежными точками при наложении костей друг на друга. Для визуализации результата вычисления расстояния Хаусдорфа, то есть разницы между костями, выполнялось цветное картирование последней, где близость к красному цвету означает стремление разницы к нулю, близость к синему — к 1 см (максимально полученная разница).

Результаты. Наибольшая разница фиксировалась в головках плечевых костей, до 6,8 мм, и надмышелках: медиальный надмышелок — до 4,5 мм, латеральный надмышелок — до 4,4 мм. Цветное картирование позволило увидеть, что разница между головками плечевых костей возрастает от центра суставной поверхности к точкам прикрепления капсулы. На уровне диафизов, от анатомической шейки до надмышелков, у всех 20 исследуемых разница составила не более 1,5 мм.

Заключение. Таким образом, сравнение формы и размеров контралатеральных плечевых костей человека на основе программы «Автоплан» позволит применять трехмерную модель здоровой кости в предоперационном планировании накостного остеосинтеза поврежденной кости.

Ключевые слова: длинная трубчатая кость, диафиз, предоперационное планирование, накостный остеосинтез, программа "Автоплан", 3D-модель, 3D-принтер, цветное картирование

Objective. To compare the shape and size of human contralateral humerus bones based on the "Autoplan" program to justify the possibility of using healthy bone in a preoperative planning for bone osteosynthesis (on the example of the humerus).

Methods. 20 patients underwent computed tomography of the chest, shoulder girdle and upper extremities. Two-dimensional medical imaging of separate layers were converted into three-dimensional models of the humerus bone STL format, which is used for 3D printing in all 3D printers. Preliminary registration to superimpose the mirrored left humerus bone on the right one was carried out for at least 4 key points; their matching in shape and size was analyzed. A comparison was made of the contralateral humerus bones of one patient according to computed tomograms of 20 people. The main anatomical landmarks of the humerus bones and the distance between adjacent points were selected for comparison when the bones were superimposed on each other. Superimposed humeral bones were compared using the Hausdorff distance calculation algorithm, which is used to measure the difference between scanned models and the ground-truth model separately. To visualize the result of calculating of Hausdorff distance, that is, the difference between the bones, color mapping of the latter was performed, where the proximity to red color means the difference tends to zero, the proximity to blue — to 1 cm (the maximal obtained difference).

Results. The greatest difference was recorded in humeral heads — up to 6.8 mm, and in the epicondyle: the medial epicondyle — up to 4.5 mm, the lateral epicondyle — up to 4.4 mm. Color mapping allowed to see that the difference between the heads of the humerus increases from the center of the articular surface to the attachment points of the capsule. At the level of the diaphysis, from the anatomical neck to the condyles, the size differences among all bones in 20 patients was no more than 1.5 mm.

Conclusion. Thereby, the comparison of the shape and size of the contralateral bones of the human humerus based on the "Autoplan" program will allow applying a three-dimensional model of healthy contralateral bone in the preoperative planning for bone osteosynthesis: thus reducing the surgical risks and injury for the patient.

Keywords: long tubular bone, diaphysis, preoperative planning, bone osteosynthesis, Autoplan program, 3D model, 3D printer, color mapping

**Научная новизна статьи**

Впервые предложено использование трехмерной модели здоровой кости для предоперационного планирования накостного остеосинтеза пораженной кости. Установлено, что в предоперационном периоде при остеосинтезе диафиза длинных трубчатых костей возможно использовать контралатеральную здоровую кость с целью выбора и моделирования накостных пластин для поврежденной кости (на примере плечевой кости). Доказана тождественность формы и размеров диафизов плечевых костей с точностью до 1,5 мм и обоснована возможность использования трехмерной модели здоровой кости для предоперационного планирования накостного остеосинтеза пораженной кости.

What this paper adds

For the first time, the use of a 3-dimensional model for a preoperative planning method for long tubular bone osteosynthesis using the contralateral healthy bone for affected bone has been proposed. It has been found that in the preoperative period during osteosynthesis of the diaphysis of long tubular bones, it is possible to use a healthy contralateral bone for plate of the damaged bone (on the example of the humerus fracture). The identity of the shape and size of the humerus diaphyses with an accuracy of 1.5 mm has been proved, and the possibility of using a 3-dimensional model of a healthy bone for preoperative planning for long tubular bone osteosynthesis is justified.

Введение

В настоящее время накостный остеосинтез является эффективным способом лечения переломов длинных трубчатых костей, который создает большой запас механической прочности, что позволяет вести послеоперационный период без внешней иммобилизации, осуществлять раннюю двигательную реабилитацию, сочетать период консолидации и восстановления функции конечности, сокращать длительность пребывания больного в стационаре [1].

Современный диапазон применяемых имплантов значительно расширился: динамические компрессионные пластины с ограниченным контактом (local contact – dynamic compression plate), трубчатые пластины, реконструктивные пластины, пластины с угловой стабильностью винтов (locking compression plate), а также специальные пластины для специфических локализаций, чья форма анатомически соответствует зоне, для которой они предназначены. При этом хирург может реализовать различные функции этих конструкций. Можно выполнить межотломковую компрессию на пластине или использовать последнюю как защитную для компрессионного винта от гнущих, вырывающих, ротационных усилий. Имеются способы сделать пластину опорной, когда необходимо минимизировать осевую нагрузку, применить принцип стягивания или создать мостовидную фиксацию при лечении больных с многооскольчатыми или раздробленными переломами [2].

Однако первым этапом хирургического лечения любого перелома является предоперационное планирование, которое не должно рассматриваться как всего лишь возможное дополнение. Многие травматологи-ортопеды

хорошо понимают это, и те, кто надлежащим образом планируют лечение переломов, могут подтвердить правоту поговорки: «Неудача при планировании – это планирование неудачи» [3].

К планированию операции должен осуществляться персонифицированный подход в связи с вариабельностью анатомии пациентов, разнообразием нарушений костной целостности, и не всегда предлагаемые специальные предизогнутые пластины анатомически соответствуют зоне перелома [4].

Некоторые авторы предлагают предоперационное создание персонифицированного стереолитографического шаблона пораженных костей по данным компьютерных томограмм пораженных сегментов. Такая подготовка имеет преимущества: хирург может подготовить всю операцию заранее, что сокращает продолжительность операции, трехмерную модель можно использовать для информирования пациента и всей хирургической бригады о планируемой операции [5].

Многооскольчатый характер перелома порой не позволяет построить адекватную модель пораженного сегмента. Одним из возможных решений этой проблемы является использование трехмерной модели здоровой кости для предоперационного планирования накостного остеосинтеза пораженной кости.

Однако в литературе еще не было найдено информации о том, насколько тождественны одноименные кости у одного и того же человека.

Цель. Сравнить форму и размеры контралатеральных плечевых костей человека на основе программы «Автоплан» для обоснования возможности использования здоровой кости в предоперационном планировании накостного

остеосинтеза поврежденной кости (на примере плечевой кости).

Материал и методы

Исследование проводилось на базе Инжинирингового центра «Технопарк» Самарского государственного медицинского университета Минздрава России.

В исследование вошли 20 человек от 18 до 45 лет. Мужчин в группе было 16, женщин — 4.

Исследуемые относились к разным классам условий труда по показателям тяжести трудового процесса. Тяжесть труда характеризуется физической динамической нагрузкой, массой поднимаемого и перемещаемого груза, общим числом стереотипных рабочих движений, величиной статической нагрузки, характером рабочей позы, глубиной и частотой наклона корпуса, перемещениями в пространстве [6].

Необходимость наличия в исследовании индивидов, занимающихся тяжелым трудом, особенно с нагрузкой на преобладающую руку, объясняется возможным наличием у них рабочей гипертрофии мышц преобладающей руки. Гипертрофия увеличит также апофизы, к которым прикрепляются мышцы, что может привести к появлению разницы форм плечевых костей у одного и того же человека.

Распределение по классам условий труда по показателям тяжести трудового процесса показано в таблице 1.

Исследование проведено в соответствии с Хельсинкской декларацией, принятой в июне 1964 г. (Хельсинки, Финляндия) и пересмотренной в октябре 2000 г. (Эдинбург, Шотландия), и одобрено Этическим комитетом Самарского государственного медицинского университета. От каждого исследуемого получено информированное согласие.

Всем исследуемым выполнены компьютерные томографии грудной клетки, плечевого пояса, верхних конечностей в Клиниках Самарского государственного медицинского университета на аппарате Philips Computed Tomography 6000 iCT (Голландия) с сохранением изображений в формате Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). Использовали изображения с изотропным разрешением 0,8–1,0 мм.

Компьютерные томограммы (КТ) грудной клетки и верхних конечностей в формате DICOM открываются в программе «Автоплан» — системе планирования и контроля операции. Она представляет собой многофункциональный комплекс, позволяющий на основе предоперационных исследований МРТ и КТ планировать проведение хирургических операций с помощью построения 3D-модели внутренних органов и тканей. Система помогает выбрать оптимальный объем резекции, повысить точность оперативного вмешательства, сократить время операции, уменьшить объем кровопотери и повреждения тканей пациента, снизить вероятные риски и послеоперационные осложнения [7]. Файл открывается во вкладке просмотра. Выбирается режим просмотра «3D-изображение», запускается процесс «Volume rendering»: по имеющимся двухмерным (2D) срезам КТ программа создает трехмерную (3D) модель.

Используется инструмент «Резекция объемной визуализации», для удобства прямо на этой трехмерной модели удаляются все костные структуры, кроме плечевых костей. Открывается вкладка «Редактор». Здесь изображение открыто послойно в прямой, боковой, аксиальной проекциях, а также в трехмерной визуализации. Интерфейс программы «Автоплан» при обработке компьютерных томограмм показан на рисунке 1.

Проводится сегментация модели: во вкладке «Инструменты сегментации» и «Сегментация» выбирается редактируемый файл и создается сегментация, при помощи инструмента «UL Threshold» выбирается диапазон рентгеновской плотности (радиоденсивности) по шкале Hounsfield. В случае костной ткани, в том числе губчатой, выставляются значения от 300 до 1000. Если ранее в режиме трехмерной модели не удалось удалить элементы других костей (например, в нашем случае не удавалось удалить мелкие фрагменты локтевого отростка, который заходит в ямку локтевого отростка плечевой кости), то в режиме «2D-инструменты» это возможно сделать отдельно в каждом слое томограммы инструментом «Subtract».

Полученная сегментация разделяется на две отдельные для правой и левой плечевых костей функцией «Picking». Из выбранных сегментаций создаются 3D полигональные модели

Таблица 1

Распределение по классам условий труда по показателям тяжести трудового процесса

Показатели тяжести трудового процесса	Класс (подкласс) условий труда			
	Оптимальный	Допустимый	Вредный	
	1	2	3.1	3.2
Количество исследуемых	9	7	2	2

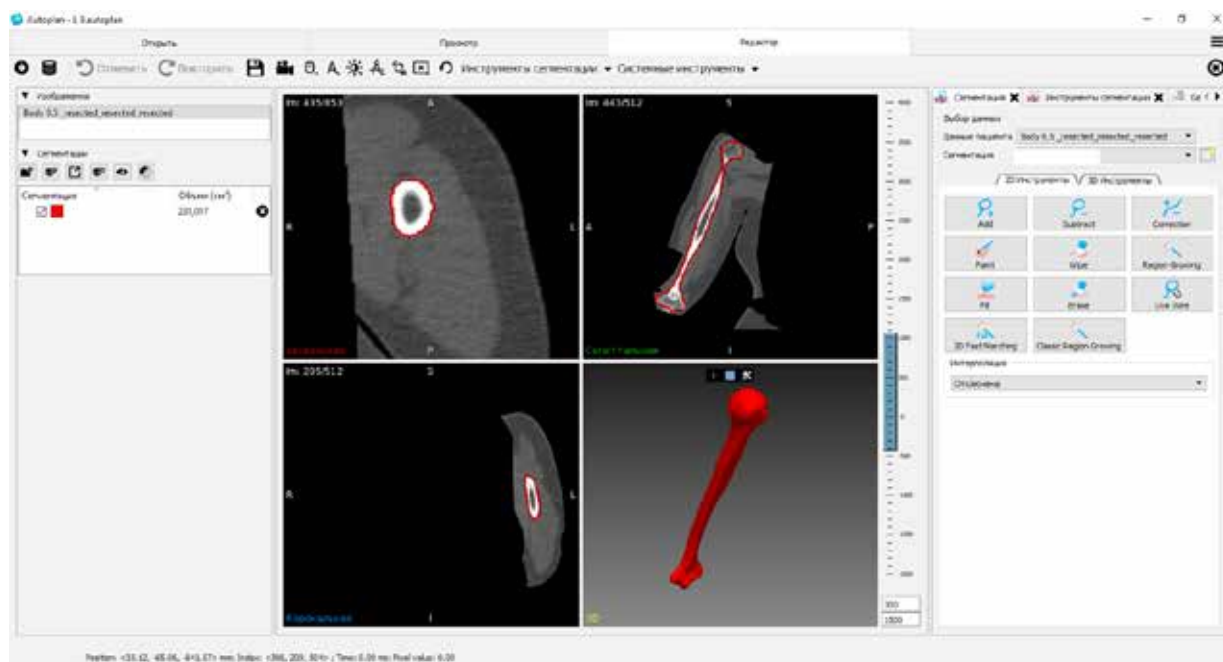


Рис. 1. Интерфейс программы «Автоплан» при обработке компьютерных томограмм.

алгоритмом «Несглаженная модель». Последние экспортируются и сохраняются в формате «Standard Tessellation language» (STL).

Таким образом, двухмерные изображения отдельных слоев томограммы плечевых костей конвертируются в трехмерные модели плечевых костей STL-формата, который используется для трехмерной печати во всех 3D-принтерах. Вид обработанной трехмерной модели плечевой кости STL-формата представлен на рисунке 2.

Для непосредственного сравнения контралатеральных костей использовалась программа «Meshlab» — система для обработки и редактирования трехмерных триангулярных сеток. Вид моделей контралатеральных плечевых костей в программе «Meshlab» перед их совмещением показан на рисунке 3.

Рис. 2. Вид обработанной трехмерной модели плечевой кости STL-формата.



Импортируются созданные STL модели контралатеральных костей. Левую кость отражаем зеркально по оси X инструментом «Flip X Axis».

В окне «Align tool» для наложения зеркальной левой плечевой кости на правую проводится предварительная регистрация по ключевым точкам: выбираются ключевые точки наложения. Для точности необходимо наложение как минимум 4 точек на наиболее выступающих частях костей. Вид моделей контралатеральных плечевых костей в программе «Meshlab» после их совмещения представлен на рисунке 4.

Для расчета расстояния между всеми смежными точками костей используется алгоритм «HausdorffDistance», основанный на метрике Хаусдорфа. Это естественная метрика, опреде-

Рис. 3. Вид моделей контралатеральных плечевых костей в программе Meshlab перед их совмещением.



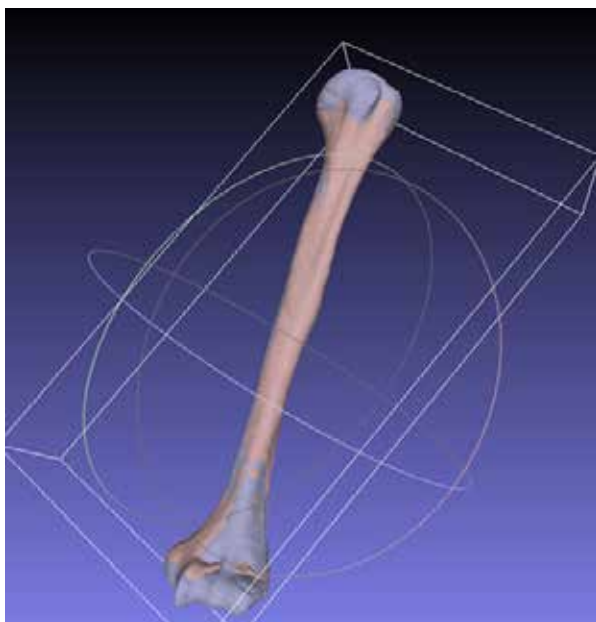


Рис. 4. Вид моделей контралатеральных плечевых костей в программе Meshlab после их совмещения.

лѐнная на множестве всех непустых компактных подмножеств метрического пространства, превращает множество всех непустых компактных подмножеств метрического пространства в метрическое пространство [8].

Было проведено сравнение контралатеральных плечевых костей одного индивида по данным компьютерных томограмм 20 человек. Для сравнения были выбраны основные анатомические ориентиры плечевых костей и расстояние между смежными точками при наложении костей друг на друга.

Для визуализации результата вычисления расстояния Хаусдорфа, то есть разницы между костями, выполняется цветное картирование последней, где близость к красному цвету означает стремление разницы к нулю, близость к синему — к 1 см (максимально полученная разница). Для получения данных в отдельно взятой точке доступна статическая обработка значений расстояния между костями по Hausdorff. Используется инструмент «Vertex picking»: по выбранной левой кнопкой мыши точке на костях будет показана информация в виде координаты данной точки (pos), дистанция в этой точке между костями (Q), а также код цвета при цветном картировании (COLOR). Цветное картирование расстояния между наложенными контралатеральными плечевыми костями представлено на рисунке 5.

Результаты

Полученные данные представлены на рисунке 6.



Рис. 5. Цветное картирование расстояния между наложенными контралатеральными плечевыми костями.

Наибольшая разница фиксировалась в головках плечевых костей, до 6,8 мм и надмышелках: медиальный надмышелок — до 4,5 мм, латеральный надмышелок — до 4,4 мм.

Цветное картирование также позволяло увидеть, что разница между головками плечевых костей возрастала от центра суставной поверхности к точкам прикрепления капсулы.

На уровне диафизов, от анатомической шейки до надмышелков, у всех 20 исследуемых разница составила не более 1,5 мм.

При визуальной оценке наложенных костей с цветным картированием видно, что различие некоторых апофизов связано не только с разницей в размерах, но и с их асимметричным расположением на костях. Так, пересечение объемов больших бугорков может составлять менее 40% при их равных объемах.

Обсуждение

Целью этого исследования было выяснить; насколько тождественны по форме контралатеральные кости на примере плечевых костей, в каких зонах последних имеются различия. Результаты показали, что наиболее схожими являются диафизы плечевых костей. Разница здесь составляет не более 1,5 мм. Некоторые исследователи отмечают, что при остеосинтезе длинных трубчатых костей допустимым смещением отломков является величина, которая не превышает толщину кортикала [9]. Отсюда можно сделать вывод: в предоперационном периоде при остеосинтезе диафиза длинных трубчатых костей возможно использовать контралатераль-



Рис. 6. Результаты сравнения контралатеральных плечевых костей

ную здоровую кость с целью выбора и моделирования на костных пластинах для поврежденной кости. Многие авторы предлагают использовать технологии трехмерной печати для создания персонализированных стереографических шаблонов костей [10]. Такая технология имеет свои недостатки. Во-первых, необходимость программного и аппаратного обеспечения, от программ обработки компьютерных томограмм и до 3D-принтеров. Все это, очевидно, приводит к повышению стоимости предоперационного планирования, необходимости приобретения расходных материалов для трехмерной печати. Во-вторых, трехмерная печать является очень медленным процессом, весь процесс от компьютерной томографии до готовой модели может занять до 2 суток [11]. Но несомненным преимуществом является трехмерная визуальная и тактильная оценка поражения кости, которая обеспечивает лучшее понимание сложных переломов, деформаций, позволяет подготовить необходимый имплант, что также сократит время операции. Большинство возможных трудностей предстоящей операции могут быть рассмотрены еще до ее начала. Это приводит к более полной подготовке хирургической бригады и менее инвазивному вмешательству для пациента.

Стоит отметить, что нами было проведено сравнение только плечевых костей. Возможно, полученные данные неуместно проецировать и на другие кости, поскольку участки опорно-двигательной системы подвергаются различным нагрузкам. Поэтому требуются дальнейшие исследования в этой области.

Заключение

Таким образом, сравнение формы и размеров контралатеральных плечевых костей человека на основе программы «Автоплан» позволит применять трехмерную модель здоровой кости в предоперационном планировании остеосинтеза поврежденной кости.

Финансирование

Работа выполнялась в соответствии с планом научных исследований Самарского государственного медицинского университета.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что конфликт интересов отсутствует.

Этические аспекты.

Одобрение комитета по этике

Исследование одобрено этическим комитетом Самарского государственного медицинского университета

ЛИТЕРАТУРА

1. Kandemir U, Augat P, Konowalczyk S, Wipf F, von Oldenburg G, Schmidt U. Implant material, type of fixation at the shaft, and position of plate modify biomechanics of distal femur plate osteosynthesis. *J Orthop Trauma*. 2017 Aug;31(8):e241-e46. doi: 10.1097/BOT.0000000000000860
2. Шаповалов ВМ, Хоминец ВВ, Михайлов СВ. Основы внутреннего остеосинтеза. Москва, РФ:

ГЭОТАР-Медиа; 2009. 240 с.

3. Rüedi TP, Buckley RE, Moran CG, editors. AO Principles of Fracture Management: Vol. 1: Principles, Vol. 2: Specific fractures (v. 1). 2nd ed. AO Publishing, Davos; 2007. 1112 p.

4. Приходько СА, Котельников ГП, Николаенко АН, Чаплыгин СС, Иванов ВВ, Попов НВ, Зельтер ПМ, Колсанов АВ. Применение 3D-моделирования и компьютерной навигации в хирургическом лечении пациентов с доброкачественными опухолями и опухолеподобными заболеваниями трубчатых костей скелета. *СТМ*. 1917;9(3):64-70. doi: <http://doi.org/10.17691/stm2017.9.3.08>

5. Belien H, Biesmans H, Steenwerckx A, Bijnsens E, Dierickx C. Prebending of osteosynthesis plate using 3D printed models to treat symptomatic os acromiale and acromial fracture. *J Exp Orthop*. 2017 Oct 24;4(1):34. doi: 10.1186/s40634-017-0111-7

6. Измеров НФ, Бухтияров ИВ, Кириллов ВФ. Гигиена труда. Москва, РФ; 2016. 480 с.

7. Каторкин СЕ, Колсанов АВ, Быстров СА, Зельтер ПМ, Андреев ИС. Виртуальное 3D-моделирование в хирургическом лечении хронического панкреатита. *Новости Хирургии*. 2017;25(5):503-509. doi: <https://dx.doi.org/10.18484/2305-0047.2017.5.503>

8. Taha AA, Hanbury A. An efficient algorithm for calculating the exact Hausdorff distance. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell*. 2015 Nov;37(11):2153-63. doi: 10.1109/TPAMI.2015.2408351

9. Макаров ВБ, Левадный ЕВ, Страфун АС. Сравнительный биомеханический анализ напряженно-деформированного состояния локтевого сустава при последствиях перелома головки лучевой кости со смещением. *Вестн Ортопедии Травматологии и Протезирования*. 2016;(1):73-82. <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=26232527>

10. Belien H, Biesmans H, Steenwerckx A, Bijnsens E, Dierickx C. Prebending of osteosynthesis plate using 3D printed models to treat symptomatic os acromiale and acromial fracture. *J Exp Orthop*. 2017 Oct 24;4(1):34. doi: 10.1186/s40634-017-0111-7

11. Rengier F, Mehndiratta A, von Tengg-Kobligk H, Zechmann CM, Unterhinninghofen R, Kauczor HU, Giesel FL. 3D printing based on imaging data: review of medical applications. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2010 Jul;5(4):335-41. doi: 10.1007/s11548-010-0476-x

REFERENCES

1. Kandemir U, Augat P, Konowalczyk S, Wipf F,

Адрес для корреспонденции

443099, Российская Федерация,
г. Самара, ул. Чапаевская, д. 89,
Самарский государственный
медицинский университет,
кафедра травматологии, ортопедии
и экстремальной хирургии имени академика
РАН А.Ф. Краснова,
тел.: +7 927 903-59-95,
e-mail: pas76@mail.ru,
Панкратов Александр Сергеевич

Сведения об авторах

Котельников Геннадий Петрович, д.м.н., профессор, академик РАН, заведующий кафедрой и кли-

von Oldenburg G, Schmidt U. Implant material, type of fixation at the shaft, and position of plate modify biomechanics of distal femur plate osteosynthesis. *J Orthop Trauma*. 2017 Aug;31(8):e241-e46. doi: 10.1097/BOT.0000000000000860

2. Shapovalov VM, Khominets VV, Mikhailov SV. Osnovy vnutrennego os teosinteza. Moscow, RF: GEOTAR-Media; 2009. 240 p. (In Russ.)

3. Rüedi TP, Buckley RE, Moran CG, editors. AO Principles of Fracture Management: Vol. 1: Principles, Vol. 2: Specific fractures (v. 1). 2nd ed. AO Publishing, Davos; 2007. 1112 p.

4. Prikhod'ko SA, Kotelnikov GP, Nikolayenko AN, Chaplygin SS, Ivanov VV, Popov NV, Zelter PM, Kolsanov AV. Surgical treatment of patients with benign tumors and tumor-like diseases of tubular bones using 3d modeling and computer navigation. *STM*. 1917;9(3):64-70. doi: <http://doi.org/10.17691/stm2017.9.3.08> (In Russ.)

5. Belien H, Biesmans H, Steenwerckx A, Bijnsens E, Dierickx C. Prebending of osteosynthesis plate using 3D printed models to treat symptomatic os acromiale and acromial fracture. *J Exp Orthop*. 2017 Oct 24;4(1):34. doi: 10.1186/s40634-017-0111-7

6. Izmerov NF, Bukhtiarov IV, Kirillov VF. Gigena truda. Moscow, RF; 2016. 480 p.(In Russ.)

7. Katorkin SE, Kolsanov AV, Bystrov SA, Zelter PM, Andreev IS. Virtual 3-D modeling in surgical treatment of chronic pancreatitis. *Novosti Khirurgii*. 2017 Sep-Oct; Vol 25 (5): 503-509 (In Russ.)

8. Taha AA, Hanbury A. An efficient algorithm for calculating the exact Hausdorff distance. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell*. 2015 Nov;37(11):2153-63. doi: 10.1109/TPAMI.2015.2408351

9. Makarov VB, Levadnyi YeV, Strafun OS. Comparative biomechanical analysis stress-strain state of the elbow after neglected radius head fracture. *Vestn Ortopedii Travmatologii i Protezirovaniia*. 2016;(1):73-82. <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=26232527> (In Russ.)

10. Belien H, Biesmans H, Steenwerckx A, Bijnsens E, Dierickx C. Prebending of osteosynthesis plate using 3D printed models to treat symptomatic os acromiale and acromial fracture. *J Exp Orthop*. 2017 Oct 24;4(1):34. doi: 10.1186/s40634-017-0111-7

11. Rengier F, Mehndiratta A, von Tengg-Kobligk H, Zechmann CM, Unterhinninghofen R, Kauczor HU, Giesel FL. 3D printing based on imaging data: review of medical applications. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2010 Jul;5(4):335-41. doi: 10.1007/s11548-010-0476-x

Address for correspondence

443099, Russian Federation,
Samara, Chapayev Street, 89,
Samara State Medical University,
the Department of Traumatology, Orthopedics
and Emergency Surgery Named
after RAS Academician A.F.Krasnov
tel. +7 927 903-59-95,
e-mail: pas76@mail.ru
Pankratov Alexandr S.

Information about the authors

Kotelnikov Gennady P., MD, Professor, Academician of RAS, Head of the Clinic and the Department of

ником травматологии, ортопедии и экстремальной хирургии им. академика РАН А.Ф. Краснова, Самарский государственный медицинский университет, г. Самара, Российская Федерация.

<https://orcid.org/0000-0001-7456-6160>

Колсанов Александр Владимирович, д.м.н., профессор, профессор РАН, ректор университета, заведующий кафедрой оперативной хирургии и клинической анатомии с курсом инновационных технологий, Самарский государственный медицинский университет, г. Самара, Российская Федерация.

<https://orcid.org/0000-0002-4144-7090>

Панкратов Александр Сергеевич, к.м.н., доцент кафедры травматологии, ортопедии и экстремальной хирургии имени академика РАН А.Ф. Краснова, Самарский государственный медицинский университет, г. Самара, Российская Федерация.

<https://orcid.org/0000-0002-6031-4824>

Ардатов Сергей Владимирович, к.м.н., доцент кафедры травматологии, ортопедии и экстремальной хирургии имени академика РАН А.Ф. Краснова, Самарский государственный медицинский университет, г. Самара, Российская Федерация.

<https://orcid.org/0000-0002-2644-5353>

Огурцов Денис Александрович, к.м.н., доцент кафедры травматологии, ортопедии и экстремальной хирургии имени академика РАН А.Ф. Краснова, Самарский государственный медицинский университет, г. Самара, Российская Федерация.

<https://orcid.org/0000-0003-3830-2998>

Зельтер Павел Михайлович, к.м.н., ассистент кафедры лучевой диагностики и лучевой терапии с курсом медицинской информатики, Самарский государственный медицинский университет, г. Самара, Российская Федерация.

<https://orcid.org/0000-0003-1346-5942>

Рубцов Артемий Алексеевич, ординатор кафедры травматологии, ортопедии и экстремальной хирургии имени академика РАН А.Ф. Краснова, Самарский государственный медицинский университет, г. Самара, Российская Федерация.

<https://orcid.org/0000-0002-9004-7018>

Traumatology, Orthopedics and Emergency Surgery Named after RAS Academician A.F.Krasnov, Samara State Medical University, Samara, Russian Federation.

<https://orcid.org/0000-0001-7456-6160>

Kolsanov Alexandr V., MD, Professor, Academician of RAS, Rector of the University, Head of the Department of the Operative Surgery and Clinical Anatomy with the Course of Innovative Technologies, Samara State Medical University, Samara, Russian Federation.

<https://orcid.org/0000-0002-4144-7090>

Pankratov Alexandr S., PhD, Associate Professor of the Department of Traumatology, Orthopedics and Emergency Surgery Named after RAS Academician A.F.Krasnov, Samara State Medical University, Samara, Russian Federation.

<https://orcid.org/0000-0002-6031-4824>

Ardatov Sergey V., PhD, Associate Professor of the Department of Traumatology, Orthopedics and Emergency Surgery Named after RAS Academician A.F.Krasnov, Samara State Medical University, Samara, Russian Federation.

<https://orcid.org/0000-0002-2644-5353>

Ogurtsov Denis A., PhD, Associate Professor of the Department of Traumatology, Orthopedics and Emergency Surgery Named after RAS Academician A.F.Krasnov, Samara State Medical University, Samara, Russian Federation.

<https://orcid.org/0000-0003-3830-2998>

Zelter Pavel M., PhD, Assistant of the Department of Radiation Diagnostics and Radiation Therapy with the Course of Medical Informatics, Samara State Medical University, Samara, Russian Federation.

<https://orcid.org/0000-0003-1346-5942>

Rubtsov Artemy A., Clinical Intern of the Department of Traumatology, Orthopedics and Emergency Surgery Named after RAS Academician A.F.Krasnov, Samara State Medical University, Samara, Russian Federation.

<https://orcid.org/0000-0002-9004-7018>

Информация о статье

Поступила 4 июня 2020 г.

Принята в печать 5 апреля 2021 г.

Доступна на сайте 1 мая 2021 г.

Article history

Arrived: 4 June 2020

Accepted for publication: 5 April 2021

Available online: 1 May 2021